

【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の個別のイメージフレームから、拡大された視野（XFOV）イメージを提供するための方法において、

個々のイメージフレームを複数のサブイメージ領域に分割する段階と、

連続する個々のイメージフレーム間のそれぞれのサブイメージ領域の局部移動ベクトルを推定評価する段階と、推定評価された局部移動ベクトルを基に包括的なイメージ移動を推定評価する段階と、そして推定評価された包括的なイメージ移動を基に複合されたXFOVイメージを表示する段階とを含むことを特徴とする、拡大された視野を提供するための方法。

【請求項2】 局部移動ベクトルを推定評価する段階がさらに、急速応応粗/微最小和絶対差（MSAD）サーチを用いて局部移動ベクトルの初期推定評価を計算する段階と、そしてファジー論理技術を用いることによって局部移動ベクトルの初期推定評価から局部移動ベクトルの最終推定評価を得る段階とを含むような、請求項第1項記載の方法。

【請求項3】 最終推定評価を得る段階がさらに、MSADの値と平均和絶対差（SAD）との間の差異を測定することによって、MSADの第1品質要素を規定する段階を含むような、請求項第2項記載の方法。

【請求項4】 最終推定評価を得る段階がさらに、局部移動ベクトルの履歴測定からの、局部移動ベクトルの初期推定評価の偏りを測定することにより、MSADの第2品質要素を規定する段階を含むような、請求項第3項記載の方法。

【請求項5】 最終推定評価を得る段階がさらに、第1および第2品質要素に関する所属関数を規定する段階を含むような、請求項第4項記載の方法。

【請求項6】 最終推定評価を得る段階がさらに、第1および第2品質要素に関する所属値を決める段階を含むような、請求項第5項記載の方法。

【請求項7】 最終推定評価を得る段階がさらに、出力値を発生するために前もって規定されたファジー規則にしたがって第1および第2品質要素に関する所属値を組み合わせる段階を含むような、請求項第6項記載の方法。

【請求項8】 最終推定評価を得る段階がさらに、重み付けとしての出力値を用いて局部移動ベクトルの履歴的推定評価を持つ局部移動ベクトルの初期推定評価を平均化する段階を含むような、請求項第7項記載の方法。

【請求項9】 局部移動ベクトルの初期推定評価を計算する段階がさらに、第1軸方向における1次元サーチおよび、前記第1軸方向に垂直な第2軸方向において、少なくとも1つの付加的1次元サーチを行わせる段階を含むような、請求項第2項記載の方法。

【請求項10】 局部移動ベクトルの初期推定評価を計算する段階がさらに、関連するサブイメージ領域の1つよりも大きな範囲を持つサーチ領域、このサーチ領域内で1次元サーチが行われる、を規定する段階を含むような、請求項第2項記載の方法。

【請求項11】 包括的イメージ移動を推定評価する段階がさらに、推定評価された局部移動ベクトルに最小2乗（L-S）処理を加える段階を含むような、請求項第1項記載の方法。

【請求項12】 個々のイメージフレームを複数のサブイメージ領域に分割する段階がさらに、個々のイメージフレームをおおよそ8から12のサブイメージの範囲に分割する段階を含むような、請求項第1項記載の方法。

【請求項13】 拡大された視野（XFOV）イメージを提供するための装置において、複数の個々の超音波イメージフレームを提供する超音波スキャナと、

個々のイメージフレームを複数のサブイメージ領域に分割するための装置と、

最小和絶対差サーチを使用することによって連続する個々のイメージフレーム間のそれぞれのサブイメージ領域の局部移動ベクトルを推定評価するための装置と、推定評価された局部移動ベクトルを基に、包括的イメージ移動を推定評価するための装置と、そして推定評価された包括的イメージ移動を基に複合されたXFOVイメージを表示するための装置とを含むことを特徴とする、拡大された視野イメージを提供するための装置。

【請求項14】 局部移動ベクトルを推定評価するための装置がさらに、

急速応応粗/微最小和絶対差（MSAD）サーチを用いて局部移動ベクトルの初期推定評価を計算するための装置と、そしてファジー論理技術を用いることによって局部移動ベクトルの初期推定評価から局部移動ベクトルの最終推定評価を得るための装置とを含むような、請求項第13項記載の装置。

【請求項15】 得るための装置が、さらに、MSADの値と平均和絶対差（SAD）との間の差異を測定することによって、MSADの第1品質要素を規定するための装置を含むような、請求項第14項記載の装置。

【請求項16】 局部移動ベクトルの履歴測定からの、局部移動ベクトルの初期推定評価の偏りを測定することにより、MSADの第2品質要素を規定するための装置を含むような、請求項第15項記載の装置。

【請求項17】 得るための装置がさらに、第1および第2品質要素に関する所属関数を規定するための装置を含むような、請求項第16項記載の装置。

【請求項18】 得るための装置がさらに、第1および第2品質要素に関する所属値を決定するための装置を含むような、請求項第17項記載の装置。

【請求項19】 得るための装置がさらに、出力値を発

生するために、前もって規定されたファジー規則に従って、第1および第2品質要素に関する所属値を組み合わせるための装置を含むような、請求項第18項記載の装置。

【請求項20】 得るための装置がさらに、重み付けとしての出力値を用いて、局部移動ベクトルの履歴推定評価を持つ局部移動ベクトルの初期推定評価を平均化するための装置を含むような、請求項第19項記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断結像処理に、そしてさらに特定化すれば連続的なイメージフレーム間の動きを相関させることにより拡大された視野を持つイメージを発生させる超音波結像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波結像技術は、人体解剖学のような、物体の内部特徴の2次元診断イメージを発生させるために共通的に用いられている。医療用途のための診断用超音波結像装置は、人体の内部組織のイメージを形成するために、電氣的に音響トランスジューサ素子または音響トランスジューサ素子のアレーを励起することによって身体内を進行する短い超音波パルスを発生させる。超音波パルスは、伝播する超音波に関する不連続またはインピーダンス変化として表れる、身体組織によるそれらの反射としてのエコーを発生させる。それらのエコーはトランスジューサに戻り、そして電氣的信号に変換戻しされ、そして組織の断面イメージを発生させるため増幅され、そしてデコードされる。それらの超音波結像装置は、外科手術のようなより侵略的審査技術に訴えることなく人体解剖学的内部特徴のリアルタイムな、高分解能イメージを医師に提供することができるため、医療分野においては著しく重要となっている。

【0003】超音波パルスを放射する音響トランスジューサは、標準的にピエゾ電気素子またはピエゾ電気素子のマトリクスを含んでいる。当業技術において知られているように、ピエゾ電気素子は電気信号の印加によって変形し、超音波パルスを発生させる。同様な方法で、受け取られたエコーはピエゾ電気素子を変形させ、そして相当する電気信号を発生させる。音響トランスジューサは、調べたいと思われる領域にわたってトランスジューサを容易に操作するための実質的な自由を医師に与えるよう、ハンドヘルド機器内にしばしば収納される。次にトランスジューサは、電氣的信号を発生し処理する中央制御機器にケーブルを通して電氣的に接続される。反対に、制御機器はビデオ表示端末のようなリアルタイム観察用機器に、イメージ情報を伝送する。このイメージ情報はまた、後日他の医師が診断イメージを見ることができるよう蓄積することもできる。

【0004】そのような超音波結像装置によって発生された個々のイメージは、別々のフレームを含んでおり、

各フレームは超音波パルスによって横断された比較的狭い領域によって限定された視野を持っている。解剖学的に隣接した領域のイメージを得るために、身体表面に沿ってトランスジューサが操作されるに従い、以前のイメージの各々はトランスジューサの制限された視野によって規定される新しいイメージによって、観察機器上で置換される。腕のいい医師は普通、トランスジューサによって横断された全体領域の明確な外面的画像を得るために個別のフレームを解釈することが可能であるが、個別のフレームは単独の、連続した画像を発生させるため、容易に互いに張り合わせることは不可能である。個々のフレームだけを考慮することによって身体全体の条件を十分に認識することは医師にとって常に可能であるということではなかった、このことは、一般的な超音波結像装置の著しい不都合を表すものとなる。極端な場合には、身体組織の条件に関する重要な情報が見過されて、患者にとって深刻な結果となりうることがある。

【0005】以前には、複合されたBスキャナと呼ばれるものを用いることによってリアルタイムで複合された超音波イメージを発生することができることが証明されてきた。これらBスキャナは、トランスジューサを単独の平面または軸に沿って動かすことを強制させるための、アーム組立上に取り付けられたトランスジューサを使用している。アーム組立またはトランスジューサ素子自体のいずれかに、トランスジューサの精密な位置を追跡するための感知用機器が備えられる。この位置情報は次に、個々のイメージフレームの各々が互いに単独の合成イメージに登録するために用いられる。アーム組立上の角度感知機器を用いる複合されたBスキャナの例は、照会形リアルタイム超音波イメージ表示と題するアパーン他による米国特許第4,431,007号に開示されている。これは技術上の可能性のある改善であるとはいえず、一般的な複合されたBスキャナは、基本的に比較的大きな機械的アーム組立を操作する必要があるだけでなく、また柔軟性に欠けるものである。さらに、感知用機器は、超音波結像装置に著しい複雑さとコストを加えるものである。最近のハンドヘルド超音波トランスジューサに、そのような従来技術を適用させることは、それら著しい不都合のために実際的ではないということでは完全に明らかである。

【0006】こうして、超音波結像装置によって発生された個々のフレームの各々を単独イメージに結びつけるための方法は必要の大きなものである。この方法は、そのような結像装置のコスト、重量および複雑さを増加させるような位置感知機器によってハンドヘルドトランスジューサを妨げることなく最近のハンドヘルド超音波トランスジューサと両立する必要がある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、以下に拡大された視野(XFOV)イメージとして表される、大き

な複合超音波イメージを発生させるための装置および装置を提供する。この装置および装置は、全体的に位置感知機器の必要を排除するためにXFOV（IR-XFOV）を基にしたイメージ登録を用いている。このイメージ登録方法および装置においては、連続的に動くイメージフレームは、XFOVイメージ発生のためのトランスジューサ移動情報を得るために、相関される。

【0008】

【課題を解決するための手段】特に、この装置および装置においては、リアルタイム走査動作からの超音波イメージは、1つのフレームから他へと高度に相関されていることが認められている。この認識を基にして、個々のイメージはいくつかのより小さなサブイメージ領域に分割され、そして極めて速く、そして強力なイメージ移動検出アルゴリズムがサブイメージ移動を測定するために用いられる。このアルゴリズムは、局所的な移動ベクトルの初期推定評価を計算するために急速適応粗/微最小和絶対差（MSAD）サーチ戦略を用いる。初期推定評価は、局所移動ベクトルの最終推定評価を得るために、フジエー論理技術を用いることによって2つの測定パラメータと組み合わせられる。最終局所移動ベクトルは、全体的なイメージ移動を推定評価するために、最小2乗（LS）処理が加えられる。最後に、急速表示技術が、得られた全体イメージ移動を基に複合されたXFOVイメージを発生させる。

【0009】

【実施例】本発明は、超音波結像装置によって発生された個々のイメージフレームの各々を単独の複合されたイメージに組み合わせる方法および装置に関する重大な必要を満足させるものである。本発明のイメージ登録方法および装置においては、連続するイメージフレームは、XFOV結像のためのトランスジューサ移動情報を得るために相関される。特に、超音波結像装置のコスト、重量および複雑さを増加させる位置感知機器によってハンドヘルドトランスジューサを妨げることなく移動情報が得られる。以下の詳細な説明においては、1つまたはそれ以上の図面に描かれている同様な素子を説明するために同様の素子番号が用いられている。

【0010】最初に図1を参照すると、病院環境内におけるリアルタイム表示のために適用される従来技術の超音波結像装置が描かれている。胎児12を持つ患者10が、医師または他の技術者14が中音波結像動作を実行できるように仰向けに横たわっている。結像装置は、超音波スキャナ18に結合されたスキャンヘッド16を含んでいる。結像動作を行うために、医師14は超音波走査平面に平行な方向で患者の皮膚表面に沿ってスキャンヘッド16を引き寄せる。スキャンヘッドと患者との間の音響結合を改善するために、スキャンヘッド16を皮膚に接触させるのに先立って、音響的に導体の円滑剤が皮膚に塗布される。

【0011】スキャンヘッド16は、その表面に設けられた、ピエゾ電気素子または個別のピエゾ電気素子のマトリクスを含む超音波トランスジューサを含んでいる。超音波スキャナ18は、スキャンヘッド16が超音波パルスを発生させるよう、スキャンヘッド16に電気信号を提供する。超音波パルス24は、患者10の皮膚を通して走査平面内を伝播し、そして胎児12の解剖学的特徴によりエコーを発生する。このエコーは皮膚を通してスキャンヘッド16に戻り、スキャンヘッド16はこのエコーを、超音波スキャナ18によって受け取られる電気信号に変換する。次に、受け取られた電気信号は、超音波スキャナ18からイメージプロセッサ20に伝送される。イメージプロセッサ20は、この電気信号を、ビデオ表示端末22上に表示される2次元の、断面イメージにデコードする。このイメージ情報はまた、ディスクまたはテープ駆動装置のような永久蓄積媒体や、半導体メモリのような1次的蓄積媒体を含むメモリ媒体内に電氣的に蓄積されるか、または写真のようなハードコピーイメージに印刷されることができ。

【0012】ビデオ表示端末22上に表示された（または上に説明されたような種々の他の蓄積媒体を用いて蓄積された）超音波イメージは、超音波パルス24によって横断された比較的狭い領域を表す情報のみを含んでいる。図1に描かれているように、胎児12の解剖学的特徴の一部だけがビデオ表示端末22上に表示されている。超音波パルス24の扇形の外側の領域（図1において破線で描かれている）は、実際には表示装置22上ではブランクで表現される。上に説明したように、全体のイメージ領域26を含む単独のイメージとして、拡大された視野（VFOV）を持つイメージを提供することは、極めて望ましいことである。

【0013】図2を参照すると、本発明による拡大された視野（IR-XFOV）方法を基にしたイメージ登録のブロック図が描かれている。2つの連続したイメージフレーム31、32がそれぞれ、フレーム $n-1$ （前のフレーム）およびフレーム n （現在のフレーム）として示されている。以前のイメージフレーム $n-1$ は、基準イメージとして取り扱われる。皮膚表面に沿って、図1のトランスジューサ16を移動させることによって得られた現在のイメージフレーム n は、トランスジューサの移動を推定評価するために以前のイメージフレーム $n-1$ と比較される。フレーム $n-1$ からフレーム n へのイメージ移動を推定評価するために、フレーム n は、複数のサブフレーム領域34に分割され、そしてサブフレーム領域の各々の局所的移動が推定評価される。1の全体ブロックに関して、フレーム n の i 番目のブロックが $n(i)$ として規定される。

【0014】ブロック34の特定のサイズおよび数は、種々の要素を配慮することによって選択される。ブロックサイズは、特定のイメージ特徴のサイズに近似すべき

である。たとえば、組織境界および欠陥のようなイメージ特色は、比較的小さなブロックサイズを必要とする。しかしながら、小さなブロックサイズは比較的大きな移動の量に極めて迅速に相関できないため、そのような小さなブロックサイズは移動の推定評価のためには適切ではない。さらに、小さなブロックサイズは、小さなスケールの組織移動が存在する場合には、生体内のイメージのために安定ではない。同時に、もしブロックサイズが大きすぎれば、移動推定評価のためにイメージフレームごとに過小のブロックが存在することになり、そして移動推定評価は不安定となる。さらに、大きなブロックサイズは局部移動推定評価にイメージ回転エラーを持ち込み、ここではそのブロックが転移コンポーネントを持つが、しかし、回転コンポーネントは持たないと不正確に解釈される。

【0015】本発明の1つの望ましい実施例においては、約 200×400 ピクセルのイメージフレームサイズに関しては、約 48×48 ピクセルのブロックサイズが、これら要素の観点から移動推定評価のために受け入れられるものと思われる。 32×32 ピクセルの最小ブロックサイズもまた、より小さなイメージサイズに関連して使用される。これらのブロックサイズは、最善の結果を得るために、約8から20の間のブロック数1を得させる結果となる。

【0016】図3に示されるように、イメージ n の各ブロック $n(i)$ の局部移動は、最前の整合を発見するために $n-1$ イメージフレーム上で、(例としてのブロック34のような)ブロック $n(i)$ を移動させることによって推定評価される。 $n-1$ イメージフレーム上のサーチ領域サイズ33は、フレーム31の全体範囲よりも小さく、そして予期されるイメージ移動速度およびイメージフレームレートに関連している。たとえば、大きなサーチ領域サイズ33は、トランスジュサ速度が高い時、およびイメージフレームレートが低い時にも用いられるべきである。望ましい実施例においては、4つのサーチ方向の各々において 32×32 ピクセルのサーチ領域サイズが、7.5フレーム/秒に選択された入力イメージフレームレート(4つのビデオフレームごとに1つを計算する)を用いるために適切であり、結果的に 64×64 ピクセルのサーチ領域サイズとなる。

【0017】「最善の整合」は、 $n(i)$ ブロック34をフレーム $n-1$ のサーチ領域33に整合させるために最小絶対差技術(MSAD)を用いて決められる。和絶対差(SAD)は、各ブロック34とサーチ領域33との間の、相当するピクセル値間の絶対差の和である。ブロック34とサーチ領域33との間の「最善の整合」は、SAD値が最小であるときに生ずる。図5はXおよびY方向に拡大された値を持つSADマップを描いている。全体的に一律なSADマップは、SAD値が平均よりも下に落ちる谷を含んでおり、これがMSADの場所

を表している。MSAD技術は、どのようにブロック $n(i)$ が $n-1$ イメージフレームから n イメージフレームに転移したかを示している、方向および大きさを持つ局部移動ベクトル $v(i)$ の第1推定評価を得るのに用いられる。局部移動ベクトル $v(i)$ の方向は、図3の矢印によって表されている。

【0018】ブロックの数が大きければ、ブロックサイズが大きければ、そしてサーチ領域が大きければ、MSADの計算は極めて遅い計算処理となることは明らかである。たとえば、 48×48 ピクセルブロックサイズを持つ16のブロック34を持つフレーム n および、 64×64 ピクセルのサーチ領域は、単独のMSAD計算を完了するために、約300,000,000回の分離した加算/減算および約65,000回の計算を必要とする。比較的高速の一般的なプロセッサを用いたとしても、これはリアルタイム用途に用いるには多すぎる計算をこなさなくてはならないことを意味する。結果的に、MSAD計算の量を減少させるために、種々のサーチ技術が用いられる。

【0019】MSADを計算するためのそのような技術の1つは、一般的なMPEGエンコーダを利用することである。MPEGまたはムービングピクチャーエキスパートグループ、はデジタル化グラフィック情報のための工業的に受け入れられたデーク圧縮標準である。MPEGエンコーダは、市販されており、これはイメージの歴史的移動を基にMSADロケーションの粗い推定評価を実行するのに用いることができる。「最善の整合」は、イメージ特性に関するXおよびY方向における10ピクセル内のような、有限の広がり範囲を含む局部的な近傍内をサーチすることにより、ブロック34内のイメージ特性をサーチ領域との間に見ることができ。図4においては、MSADのロケーションがMPEGエンコーダおよび、ブロック34に割り当てられた局部的移動ベクトルを適用することにより同定される。MPEGエンコーダの使用の欠点は、これがフィルタして除かねばならない不正確な局部的移動ベクトルの高い発生率をもたらすことである。

【0020】局部的移動ベクトル決定の正確さは、XFOV超音波結像の、ある独特の抑制を考慮することによりさらに改善することができる。1つのフレームから他へのY方向(垂直)における移動は、超音波トランスジュサ16が全体的に患者の身体外形に沿ってのみ移動するため、X方向(水平)における移動よりも常に殆ど小さなものである。このトランスジュサ移動は、アップ/ダウン折れ曲がりよりもより広い水平延長として特徴づけることができる。さらに、トランスジュサ移動は、殆ど1方向において行われ、そして連続的であり、移動方向における急激な反転はそれほど起こるものではない。多くの経験から、MSADマップは、多くのノイズおよび、イメージ特徴の欠落を持つブロックに関して

さえ、しばしばかなりスムーズであり、そして連続的であることが発見された。

【0021】これら抑制の観点から、急速適応粗/微MSADサーチ戦略が計算の全体系を著しく減少させるために備えられる。このサーチ戦略は、X方向におけるサーチ範囲がY方向におけるそれよりも大きいことを必要とし、そしてサーチ範囲および方向は全ての履歴に適応しなければならない。たとえば、イメージ移動が+X方向であることを履歴が示しているならば、引き続きフレームもまた同じ方向に動くであろうと思われる。MSADマップがスムーズでしかも連続的であるために、最初に粗サーチがサーチ領域33より小さなエリアに減少させて実行し、その後このより小さなエリア内で微サーチを行うことができる。Y方向における移動は、普通極めて小さい(および普通は0)ため、2次元MSADサーチは、XおよびY方向それぞれにおける2つの1方向サーチに減少させることができる。最初のサーチは、迅速にサーチ領域を狭めるために、X方向において実行されるべきであり、続いて迅速にMSADロケーションを見いだすため、XおよびY方向の両方における別の1次元サーチがその後に行われる。粗サーチの間にサーチされた、または他の方向においてサーチされたポイントは、微サーチの間にはスキップすることができる。上のサーチ戦略を基に、最も多い場合においては、MSADのロケーションが、X方向における1回の粗および1回の中間サーチ、Y方向における1回の粗サーチおよび、両方における小さな2次元微サーチの後に識別することができる。上に与えられた同じ例では、計算の総数は2,600,000回の加算/減算および560回の計算に減少され、これはおよそ115倍の計算総数の節約に相当する。

【0022】イメージノイズ、組織移動および他のイメージ所産の影響の下では、最初のMSAD移動推定評価は常に極めて信頼できるという訳ではない。その結果、最初の局部移動ベクトル推定評価 $v(i)$ の品質および信頼性の2つの尺度として、項 $S1(i)$ および $S2(i)$ を創出する。図5を参照すると、 $S1(i)$ は、MSADの品質要素であり、そしてMSADの値と平均SADとの間の差異の測定値である。MSAD品質は、 $S1(i)$ の値と共に、すなわちSADの谷がより深くなるか、MSAD品質がよりよくなるか、のいずれかで増加する。蓄積されているイメージノイズが存在するとき、またはイメージ特徴の欠落が存在するとき、SADマップはより平坦になり、その結果 $S1(i)$ はより小さくなる。この場合、 $v(i)$ の推定評価は信頼性が低くなる。

【0023】図6を参照すると、第2のパラメータ $S2(i)$ が、その過去の履歴からどの程度 $v(i)$ 逸脱しているかを示している。i番目のブロックの移動履歴42である $h(i)$ (これはまた図2にも示されている)

は、i番目のブロックの以前の最終局部移動ベクトル出力の帰納的な重み付けされた平均である。 $S2(i)$ は、 $v(i)$ と $h(i)$ との間のベクトル差である。一般的に、イメージ移動は経験の豊かな、および経験の少ない超音波操作者の両方にとって、多分スムーズであり不変である。もし $v(i)$ の1つの値がその履歴と比べて極めて異なる方向と大きさを持っているならば、この推定評価はノイズまたは局部的組織移動の影響の下にあると思われる、そして真実のイメージ局部移動を正確には反映していないと考えられる。この場合には、 $v(i)$ の推定評価は極めて信頼度が低い。こうして、 $S2(i)$ の大きな値は、推定評価された $v(i)$ が信頼性低いことを表している。

【0024】上に述べた推定評価品質制御概念は理解するのに簡単ではあるが、実際にはトランスジューサ移動によって発生されるイメージ変化がより複雑になり得るため、実行は難しい。結果的に移動推定評価の品質および信頼性は、ファジー論理を用いることによって効果的に量子化される。再び図2を参照すると、入力として $S1(i)$ および $S2(i)$ を受け取るファジー論理制御ブロック46は、(以下に説明される)ファジー規則を用いてそれらを組み合わせ、そして $v(i)$ の正確さの程度を表す単独の数値出力 $w(i)$ を発生する。この数値出力 $w(i)$ は、ゼロから1の範囲を持ち、 $v(i)$ の推定評価正確さが増加するに従い、 $w(i)$ は1に近づく。

【0025】入力 $S1(i)$ および $S2(i)$ は、最初に、言語上表現、またはラベル「高い」、「中間」および「低い」に「ファジー化」される。出力 $w(i)$ もまた、「極めて高い」、「高い」、「中間」、「低い」および、「極めて低い」、としてのそのファジー表現を持っている。 $S1(i)$ 、 $S2(i)$ および、 $w(i)$ の所属関数は、経験による結果の大きな数から規定され、そしてそれぞれ図7Aから図7Cに描かれている。 $S1(i)$ の所属関数は、L(低い)、M(中間)H(高い)としてラベルづけされた3つの領域と比較できるように、図7Aにグラフ的に描かれている。これらの領域はある程度の広がりをもって重なり合っており、特にLおよびM領域は重なり合い、そしてMおよびH領域が重なり合っている。所属関数グラフの水平軸は、 $S1(i)$ の測定値を規定し、そして垂直軸は規定されたラベル内の測定値の所属の程度を規定する。

【0026】 $S2(i)$ の所属関数は、図7Bにグラフ的に描かれており、そして $S1(i)$ の所属関数と類似に構成されている。同様に、 $w(i)$ の所属関数は、図7Cにグラフ的に描かれており、そして $S1(i)$ および $S2(i)$ の所属関数に類似に構成され、この図はV L(極めて低い)、L(低い)、M(中間)、H(高い)およびVH(極めて高い)と、ラベル付けされた5つの重ねあわせ領域を含んでいる。

【0027】S1 (i)、S2 (i) およびw (i) 間の関係を規定するために、7つのファジー規則が用いられる。それらファジー規則は、(1) もしS1 (i) が低い(L)であり、そしてS2 (i) もまた低い(L)ならば、w (i) は中間(M)であり、(2) もしS1 (i) が中間(M)であり、そしてS2 (i) が低い(L)であれば、w (i) は高い(H)であり、(3) もしS1 (i) が高い(H)であり、そしてS2 (i) が低い(L)であれば、w (i) は極めて高い(VH)であり、(4) もしS1 (i) が低い(L)であり、そしてS2 (i) が中間(M)であれば、w (i) は低い(L)であり、(5) もしS1 (i) が中間(M)であり、そしてS2 (i) もまた中間(M)であれば、w (i) は中間(M)であり、(6) もしS1 (i) が高い(H)であり、そしてS2 (i) が中間(M)であれば、w (i) は高い(H)であり、そして(7) もしS2 (i) が高い(H)であれば、w (i) は極めて低い(VL)である。

【0028】ファジー規則は、規則の真値を決めるために並列に加えられる。たとえば、S1 (i) およびS2 (i) の測定値がそれぞれ、0.3および0.1であると仮定する。図7Aにおいては、0.3の測定値はLラベルにおいては約0.65の、そしてMラベルにおいては約0.25の所属の程度に関連している。図7Bにおいては、0.1の測定値は、Lラベルのみにおいて約0.75の所属の程度に関連している。結果として、最初の2つのファジー規則だけが真値であり、それらを通して、最初のファジー規則はw (i) が中間であると推論し、そして第2のファジー規則はw (i) が高いと推論するという一致しない結果をもたらす。出力w (i) は、数値に変換戻されなければならない、そして一致しない結果は調和されなければならない。

【0029】最初のファジー規則の下では、S1 (i) の低い値は、S2 (i) の低い値との論理ANDを用いて組み合わせられて、w (i) の中間の値を提供する。論理AND動作の下では、この表現の真値の最小値は、規則真値レベルとして与えられる。言葉を変えると、S1 (i) の所属の0.65の程度は、S2 (i) の所属の0.75の程度よりも小さく、そして最初のファジー規則に関する真値レベルとして与えられる。同様に、第2のファジー規則の下では、S1 (i) の中間の値は、S2 (i) の低い値との論理ANDを用いて組み合わせられて、w (i) の高い値を提供する。S1 (i) の所属の0.25の程度は、S2 (i) の所属の0.75の程度よりも小さく、そしてそのため第2のファジー規則に関する真値レベルとして与えられる。w (i) の所属関数のMおよびHラベルは次に図7Dにグラフィ的に描かれているように、ファジー規則によって規定される真値レベルで切り取られる。

【0030】最後に、中心緩和技術が、ファジー出力を

数字w (i) に戻し変換するために用いられる。この技術を用いて、重心の推定評価が、(図7Dの整形された領域として描かれている) 真値として推定評価されるべき全体領域に関して提供される。図7Dから、整形された領域の重心は、w (i) に関する数値として約0.6が得られる。信頼性パラメータw (i) が得られた後、次のステップはw (i) を用いて、局部移動推定評価v (i) を改善することである。もしw (i) が大きければ、v (i) は最終局部移動ベクトルlmv (i) として直接的に使用される。逆に、もしw (i) が極めて小さければ、移動履歴が信頼性の低いv (i) よりも推定評価としてさらにふさわしいため、平均フレーム移動履歴h (i) が推定評価されたlmv (i) として用いられる。もしw (i) が極めて大きくも、極めて小さくもなければ、v (i) およびh (i) を平均するために重み付け要素が用いられる。たとえば、上の例にあるようにw (i) = 0.6であるとなれば、lmv (i) = 0.6 * v (i) + (1 - 0.6) * h (i) である。

【0031】移動履歴h (i) はまた、重み付けlmv (i) によって帰納的に更新される。この重みはゼロと1との間に選択されるものであり、より大きな重み値は、履歴h (i) に極めて最近の移動推定評価分配を与える。たとえば、もし重みが0.5であるならば、h (i) = 0.5 * lm v (i) + (1 - 0.5) * h (i) である。

【0032】一旦局部移動ベクトル出力lmv (i) の全てがn番目のフレームに関して推定評価されたなら、フレーム包括移動ベクトルgm v (i) を推定評価するために、この出力は図2の48において互いに組み合わせられる。最低最小2乗(L-S) エラーパラメータ適合、フレーム転移(Xn、Yn) および回転θnを含む3つの最適化パラメータを用いて移動ベクトル出力を組み合わせるのに用いられる。重み付けされたL-Sは、より小さなw (i) を持つものよりもより大きな重みw (i) を持つ局部移動ベクトルv (i) を与える。この方法は、より信頼できる局部移動ベクトルv (i) をより重要に最適化処理に寄与させる。幾何学的に補正されたフレームは、XFOVイメージを形成するために図2の54において互いに組み合わせられる。補正されたフレームを組み合わせるために、新しいピクセルデータを含むXFOVイメージバッファにおける重ね合わせられていない部分に置くだけの「イメージ成長」、新しいイメージフレームを現存するXFOVイメージと帰納的に平均化する「帰納的空間復元および重ね合わせられる範囲における新しいイメージフレームと、現存するXFOVイメージの両方に関して重み付け傾斜を与える「傾斜複合」を含む3つの技術が用いられる。この後者の技術は、移動ジッタによって生じるXFOVイメージ局部不連続を効果的に減少させる。最後に、XFOVイメージは、ビデオ表示端末56または他のそのような機器上に

表示されて、上に説明された図1の端末22上に幽霊画
法で表されるフルイメージを提供する。

【0033】XFOVイメージを発生させるための上の
方法および装置は、リアルタイム結像および記録された
イメージ情報の再生の両方に適用されることは明らかで
ある。使用においては、医師はテープのような永久蓄積
媒体上に記録されたイメージフレームを発生させるため
に一般的な超音波結像装置を用いるかもしれない。その
後、イメージフレームは、記録されたイメージフレーム
データを観察室に持ち込むことによって、医師によって
後に観察するためにXFOVイメージに処理されること
も可能である。次に観察室においては、イメージフレーム
データは、XFOVイメージを発生させるため、上に
説明された方法を用いて処理されることができる。本発
明の方法および装置は、超音波イメージの処理に限定さ
れるものでなく、レーダーまたは写真結像のような他の
結像様式にも等しく適用できるということも明らかであ
る。

【0034】

【発明の効果】拡大された視野（XFOV）イメージと
して表される、大きな複合超音波イメージを発生させる
ための方法および装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】病院環境内における胎児解剖の一例のリアルタ
イム表示に用いるよう適応された超音波結像装置の部分
的見取り図。

【図2】本発明による拡大された視野の方法を基にした

イメージ登録を説明するブロック図。

【図3】イメージ登録方法の最小和絶対差サーチを説明
するブロック図。

【図4】最小和絶対差サーチの別の実施例を説明するブ
ロック図。

【図5】最小和絶対差サーチに関する品質要素の取得を
説明する3次元グラフを表す図。

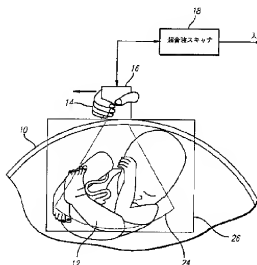
【図6】最小和絶対差サーチのための局所的ベクトル偏
差要素の取得を説明するブロック図。

【図7】制御値および単独数値出力を得るための品質要
素および偏差要素のためのファジー論理所属関数を説明
する図。

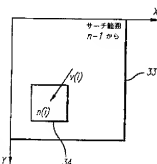
【符号の説明】

- | | |
|--------|-----------|
| 10 | 患者 |
| 12 | 胎児 |
| 14 | 技術者 |
| 16 | スキャンヘッド |
| 18 | 超音波スキャナ |
| 20 | イメージプロセッサ |
| 22 | ビデオ表示端末 |
| 24 | 超音波パルス |
| 26 | 全体のイメージ領域 |
| 31, 32 | イメージフレーム |
| 33 | サーチ領域サイズ |
| 34 | サブフレーム領域 |
| 42 | 移動履歴 |

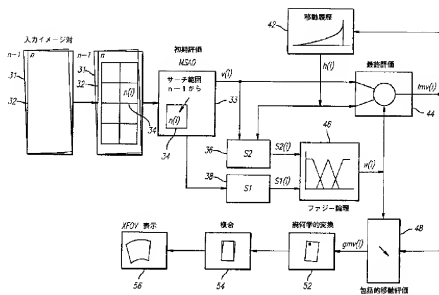
【図1】



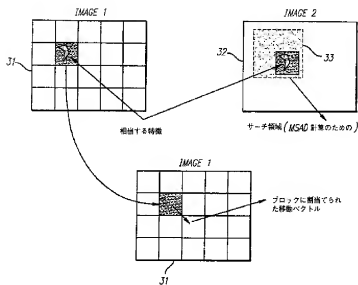
【図3】



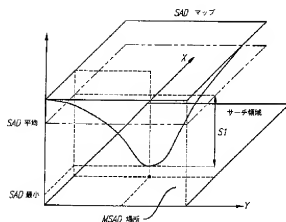
【図 2】



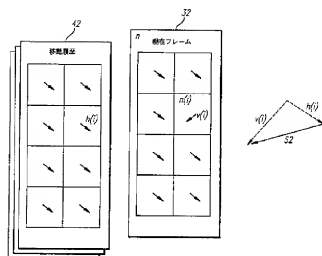
【図 4】



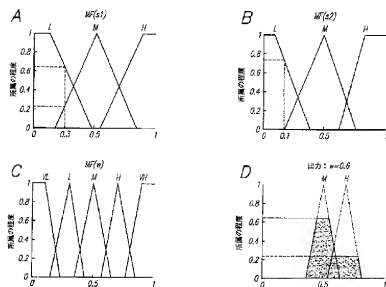
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 アラン ビー、 ティルマライ
 アメリカ合衆国 ワシントン イサクワ
 クラハニー ドライヴ サウスイースト
 3849 ナンバー 9-103